

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2001-174714

(43)Date of publication of application : 29.06.2001

(51)Int.Cl.

G02B 23/26
A61B 1/00
A61B 1/04
G02B 23/24
H02N 2/00
H04N 7/18

(21)Application number : 11-356306

(71)Applicant : OLYMPUS OPTICAL CO LTD

(22)Date of filing : 15.12.1999

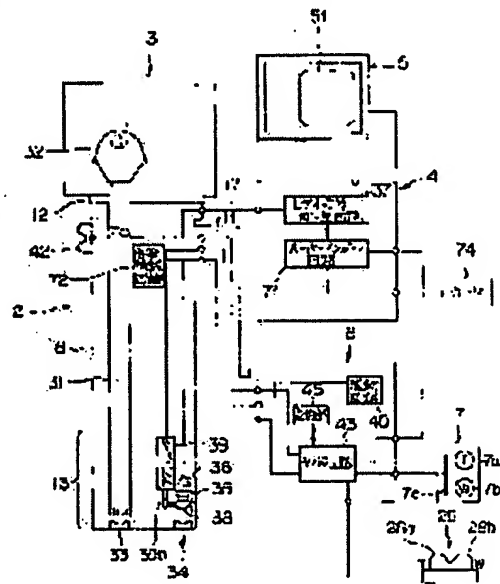
(72)Inventor : YANAGAWA YUTAKA

(54) ENDOSCOPIC DEVICE

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To realize an endoscopic device which displays information on accurate observation object part even to different kinds of endoscopes having different kinds of actuators or image pickup optical systems.

SOLUTION: The endoscopic device 1 is comprised of an endoscope 2, a zoom controller 6, and a CCU 4, and the endoscope 2 is provided with an image pickup system having a zoom lens 38 in an insertion part front end part 13, a connection arm 69 to which the zoom lens 38 is connected and which is driven by an actuator 39, and a magnification information storage part 72 where magnification information of the image pickup system is stored, and the zoom controller 6 is freely attachably and detachably connected to the endoscope 2 and controls driving of the actuator 39, and the CCU 4 is provided with a video signal processing circuit 37, which processes an image pickup signal from the image pickup optical system to display an observation picture on a color monitor 5, and a sizeimposing circuit 71 (correction means) which corrects information for calculation of the size of the observation picture displayed on the color monitor in accordance with magnification information transmitted from the zoom controller 6.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of

CLAIMS

[Claim(s)]

[Claim 1] The endoscope which has the scale-factor information storage section which memorized the scale-factor information on the image pick-up optical system which has the migration lens moved to an insertion section point, and the driven object which said migration lens is connected and is driven with an actuator and said image pick-up optical system, The control means which carries out actuation control of said actuator based on the scale-factor information on said image pick-up optical system which was connected to this endoscope free [attachment and detachment], and was transmitted from said scale-factor information storage means, A picture signal processing means to carry out signal processing of the image pick-up signal from said image pick-up optical system, and to display an observation image on a monitor, Endoscope equipment characterized by providing an amendment means to amend the information for computing the size of the observation image displayed on said monitor according to the scale-factor information to which it was transmitted from said control means.

[Claim 2] Said amendment means is endoscope equipment according to claim 1 characterized by amending the information for computing the size of the observation image displayed on said monitor according to the configuration of the monitor inputted by the input means.

DETAILED DESCRIPTION

[Detailed Description of the Invention]

[0001]

[Field of the Invention] This invention relates to the endoscope equipment which moves and carries out variable power of the lens prepared in the insertion section point with the actuator.

[0002]

[Description of the Prior Art] In recent years, endoscope equipment came to be widely used in the medical-application field and the industrial use field. For example, with endoscope equipment given in JP,9-322566,A, some objective lenses are constituted from a migration lens, it is made the structure which connected the migration lens with the mobile-ed to which it is moved by the actuator, and that to which the scale factor of an observation image is changed is proposed by moving a migration lens.

[0003] With such endoscope equipment of a configuration, since routine inspection and scrutinization observation can be performed by carrying out variable power of the scale factor of an observation image with one endoscope, it is convenient, and it is getting to know the

magnitude of the organization of an observed part especially in scrutinization observation, and there is medical usefulness, like a diagnosis of the lesion section can be performed. Moreover, the size of the observed part in an observation image can be computed by displaying the information about the magnitude of an observed part on a monitor, and an exact diagnosis is easy.

[0004]

[Problem(s) to be Solved by the Invention] However, since the angles of visibility of the image pick-up optical system prepared in the size [of the head of the insertion section inserted by the application into a coelome] and point side also differed, the movement magnitude and magnifying power of an actuator changed with each endoscopes, and the endoscope used for the endoscope equipment of such a configuration had the problem that the information on the magnitude of the observed part converted from the travel of an actuator was not exact.

[0005] This invention is made in view of the point mentioned above, and aims at offering the endoscope equipment which displays the information on an exact observed part also to the endoscope of a different class with the actuator with which classes differ, or image pick-up optical system.

[0006]

[Means for Solving the Problem] In order to attain said object, the endoscope equipment by this invention according to claim 1 The endoscope which has the scale-factor information storage section which memorized the scale-factor information on the image pick-up optical system which has the migration lens moved to an insertion section point, and the driven object which said migration lens is connected and is driven with an actuator and said image pick-up optical system, The control means which carries out actuation control of said actuator based on the scale-factor information on said image pick-up optical system which was connected to this endoscope free [attachment and detachment], and was transmitted from said scale-factor information storage means, A picture signal processing means to carry out signal processing of the image pick-up signal from said image pick-up optical system, and to display an observation image on a monitor, It is characterized by providing an amendment means to amend the information for computing the size of the observation image displayed on said monitor according to the scale-factor information to which it was transmitted from said control means. Moreover, this invention according to claim 2 is characterized by said amendment means amending the information for computing the size of the observation image displayed on said monitor according to the configuration of the monitor inputted by the input means in endoscope equipment according to claim 1. The endoscope equipment which displays the information on an exact observed part by this configuration also to the endoscope of a different class with the actuator with which classes differ, or image pick-up optical system is realized.

[0007]

[Embodiment of the Invention] Hereafter, the gestalt of 1 operation of this invention is explained with reference to a drawing. The external view in which drawing 1 thru/or drawing 10 start the gestalt of 1 operation of this invention, and drawing 1 shows the whole endoscope

equipment configuration of the gestalt of 1 operation of this invention, The explanatory view in which drawing 2 shows the internal configuration of the endoscope equipment of drawing 1, the explanation sectional view showing the structure of an actuator where drawing 3 was prepared in the endoscope point, The wave form chart in which drawing 4's being the explanatory view showing the wave of a driving signal, and showing a driving signal with which drawing 4 (a) carried out full wave rectification of the sine wave, The wave form chart showing a driving signal with which drawing 4 (b) reversed the wave of this drawing (a), Drawing 5 is the explanatory view showing the monitor display which showed an endoscope image and scale-factor information to monitor display. The explanatory view showing the monitor display at the time of drawing 5 (a) displaying a scale factor and an error on a monitor, The explanatory view showing the monitor display at the time of drawing 5 (b) displaying a scale and an error on a monitor, Drawing 6 is the explanatory view showing the example of a display of the setting-out screen which sets up the size of a monitor. The explanatory view showing the example of a display of the setting-out screen at the time of drawing 6 (a) inputting the size of a monitor by the ten key of a keyboard, The explanatory view showing the example of a display of the setting-out screen at the time of drawing 6 (b) choosing the size of a monitor using the cursor of a keyboard, The explanatory view in which drawing 7 shows the image display structure of a system of endoscope equipment, and drawing 8 are the explanatory views showing the example of a display of the image display approach by the image display system of drawing 7. The explanatory view showing the case where drawing 8 (a) is put in order and displayed in the size with same reference screen and endoscope observation screen on a color monitor, The explanatory view in which drawing 8 (b) shows the case where the sizes of a reference screen and an endoscope observation screen differ, the circuit block diagram showing connection between the endoscope of the former [drawing 9] and CCU, and drawing 10 are the circuit block diagrams at the time of connecting an endoscope and CCU by serial communication.

[0008] The zoom type electronic endoscope 2 with which the endoscope equipment 1 of the gestalt of 1 operation of this invention shown in drawing 1 and drawing 2 was equipped with the zoom (it can adjust to scale factor of arbitration from amplification to wide angle) function (it is only hereafter written as an endoscope), The light equipment 3 which supplies the illumination light to the light guide 31 of this endoscope 2, The camera control unit 4 which performs signal processing to an image pick-up means (CCU and brief sketch), It has the color monitor 5 which displays the video signal outputted from CCU4, the zoom control device 6 which performs amplification / wide angle control (it is also only called zoom control), and the foot switch 7 connected to this zoom control device 6.

[0009] An endoscope 2 has the universal cord 11 to which the end extended from the insertion section 7 of ** length inserted in a patient's inside of the body etc., the control unit 9 prepared in the end face of this insertion section 8, and this control unit 9, and the connector 12 prepared in the other end of this universal cord 11 can be freely detached and attached to light equipment 3, and can connect it. The insertion section 8 consists of the hard point 13 in which the image pick-up means was built, a bend 14 which was prepared in the back end of this point 13 and

which can be curved, and a flexible tube part 15 which has the flexibility prepared in the back end of this bend, and this bend 14 can curve by operating the bow operating knob 16 prepared in the control unit 9.

[0010] The connector 18 of the end of a video cable 17 is connected to said connector 12, and the connector 19 of the other end of this video cable 17 is connected to CCU4 free [attachment and detachment]. The connector 24 of the other end of this interconnection cable 23 can be freely detached and attached to the zoom control unit 6, and the zoom connector 21 of the other end of this zoom cable 20 is connected with the end of an interconnection cable 23 through the connection connector 22, the end of the zoom cable 20 can detach and attach to this connector 12 freely, and it connects with it, and it is connected.

[0011] The foot switch connector prepared in the other end of the connecting cord 26 by which the end was connected to the foot switch 7 is connected to this zoom control device 6 free [attachment and detachment]. As for this foot switch 7, foot switch 7a for amplification actuation, foot switch 7b for wide angle actuation, and speed-regulation switch 7c are prepared. Moreover, the remote control switch 28 with which the flexible tube part 15 is equipped, for example is connected to the zoom control device 6 through a connecting cord 29, and switch 28a for amplification actuation and switch 28b for wide angle actuation are prepared also in this remote control switch 28.

[0012] By inserting in the light guide fiber 31 in an endoscope 2, as shown in drawing 2 , and connecting a connector 12 to light equipment 3, incidence of the illumination light from the lamp 32 in light equipment 3 is carried out to the incidence edge of the end of the light guide fiber 31, this illumination light is transmitted, and outgoing radiation is carried out through the lighting lens 33 at the head of the insertion section 8, and it illuminates photographic subjects, such as the affected part. The objective lens system 34 as image pick-up optical system is formed in the observation port (or image pick-up aperture) which adjoined the illumination window in which this lighting lens 33 was attached, and was prepared, and an image pick-up means to picturize a photographic subject image as ties an image sensor and the optical image of the photographic subject more specifically illuminated by the charge-coupled device (the following, CCD, and brief sketch) 35 as a solid state image pickup device is formed.

[0013] After the image pick-up signal picturized by this CCD35 is amplified by pre amplifier 36, it is inputted into the video signal processing circuit 37 in CCU4 through a video cable 17, and a standard video signal is generated, this video signal is inputted into a color monitor 5 through a monitor cable, and the image of a photographic subject is displayed on the image display area 51 on that monitor display (screen) as an endoscope image.

[0014] Moreover, in order to display the information which computes the magnitude or size of an organization in an endoscope image on the image display area 51, the superimposition circuit 71 is established in CCU4. And information, such as magnitude of the organization in the endoscope image computed by this superimposition circuit 71 or size, is compounded by the endoscope image in said video signal processing circuit 37.

[0015] It constitutes from a gestalt of this operation so that the information which computes the

magnitude or size of an organization in an endoscope image may be amended according to the scale-factor information transmitted to said superimposition circuit 71 from said zoom control unit 6.

[0016] Said objective lens system 34 provides some zoom lenses 38 which arrange movable and carry out variable power in the direction of an optical axis, as a convex lens shows by the arrow head. If variable power of this zoom lens 38 is carried out unlike the so-called common zoom lens (a focal point does not change even if it carries out variable power), a focal point will change (it is a variable power lens.). Moreover, when variable power is carried out, by the wide angle side, depth of field change [depth of field] to 2.5mm by 5-100mm at an amplification side. The actuator 39 which moves a zoom lens 38 in the direction of an optical axis is formed in said point 13. This actuator 39 is driven with the driving signal from the actuation circuit 40 prepared in the zoom control unit 6.

[0017] Drawing 3 shows the concrete structure of an actuator 39. The actuator 39 is contained by the actuator stowage 63 adjoined and established in the observation port 62 of the point body 61 which constitutes a point 13.

[0018] In the tube (cylinder) 64 fixed to this actuator stowage 63, it is the shape of a disk or a cylindrical shape of an outer diameter which fits into this inner skin, and the mobile 65 which can move to the shaft orientations of the tube 64 parallel to an optical axis freely is contained, output-shaft 39a is attached in the center of the front end of this mobile 65, and the front end of the piezo electric crystal 67 which has a piezo-electric property is being fixed to the attaching hole of the center in the back end side of this mobile 65.

[0019] This mobile 65 is provided so that a pressure welding may be carried out to the inner skin of a tube 64, and two or more leg 65a extended elastically may form the shape of a cylindrical shape outward, the heights of the back end of each leg 65a carry out a pressure welding to the inner skin of a tube 64, and he is trying for frictional force to work among both. Therefore, when the force to which it is going to move a mobile 65 by the force smaller than this frictional force acts, migration of a mobile 65 is controlled, and when the force to which a mobile 65 is moved by the bigger force than this frictional force acts, a mobile 65 is overcome and moved to frictional force. With the gestalt of this operation, in order to generate the larger force than this frictional force, the impact mold actuator which carries out the seal of approval of the driving signal with the wave which changes steeply to an actuator 39 is adopted.

[0020] In the piezo electric crystal 67 with which the front end was attached in the mobile 65, a signal line 68 is connected to that electrode, it connects with the actuation circuit 40 in the zoom control unit 6, and this signal line 68 is driven with the driving signal outputted from this actuation circuit 40.

[0021] Moreover, the end of the connection arm 69 used as the driven object driven with this actuator 39 is connected with output-shaft 39a, and it connects with the movable lens frame 70 with which the other end side of this connection arm 69 or the zoom lens 38 was attached in one, for example.

[0022] And the movable lens frame 70 which drove the actuator 39 and attached the zoom lens

38 through the connection arm 69 with the output-shaft 39a moves in the direction of an optical axis, and it can be made to carry out at a wide angle and amplification side migration setting out of it.

[0023] A piezo electric crystal 67 carries out the laminating of the piezo-electric member of ceramics, such as barium titanate, titanate-acid lead zirconate, and porcelain, prepares an electrode in them and is formed in them. The actuation circuit 40 generates a driving signal as shown in drawing 4 , and a piezo electric crystal 67 carries out elongation or contraction in the direction parallel to an optical axis mechanically by drawing 3 by impression of a driving signal. An actuator 39 is moved using this force.

[0024] More specifically, the actuation circuit 40 generates a wave-like driving signal (it is also called the 1st driving signal) which carried out full wave rectification of the sine wave as shown in drawing 4 (a), and a wave-like driving signal (it is also called the 2nd driving signal) which reversed the wave of drawing 4 (a) as shown in drawing 4 (b).

[0025] These waves have elongation or the wave part to shrink steeply slowly in time with elongation or the wave part to shrink in a piezo electric crystal 67. For example, when the 1st driving signal is impressed to a piezo electric crystal 67, in the part (it changes in the direction suddenly extended from the direction whose piezo electric crystal 67 shrinks in this case) which the time amount differential wave of an electrical potential difference is discontinuous, and reverses, the about several microns [per for example driving signal 1 period] mobile 65 moves to right-hand side by drawing 3 .

[0026] An actuator 39 is also moved to right-hand side by migration of this mobile 65 by drawing 3 , a zoom lens 38 also moves to right-hand side with migration of this actuator 39, and the objective lens system 34 will be in the lens condition expanded from migration before in this case.

[0027] On the other hand, when the 2nd driving signal is impressed to a piezo electric crystal 67, an actuator 39 is moved to left-hand side by drawing 3 , with migration of this actuator 39, a zoom lens 38 also moves to left-hand side, and the objective lens system 34 will be in the lens condition by the side of a wide angle in this case.

[0028] And minute distance was moved by part for 1 in drawing 4 (a) or the driving signal of (b) period, and by making that number of driving signals into a predetermined number by making one period of this driving signal into a unit, predetermined carried out travel [every] step migration, and it has come.

[0029] Moreover, as shown in drawing 1 and drawing 2 , the zoom switch 42 as a switch for actuator actuation is provided in said control unit 9. As shown in drawing 2 , the output signal of this zoom switch 42 is inputted into the control circuit 43 prepared in the zoom control unit 6. Moreover, the output signal (switch signal) by actuation of a foot switch 7 is also inputted into the control circuit 43 in the zoom control unit 6. Moreover, the switch signal of a remote control switch 28 is also inputted into a control circuit 43. These zoom switch 42, and a foot switch 7 and a remote control switch 28 form the remote switch formed in the location which connected with the zoom control device 6 by the cable etc., and was estranged.

[0030] Said zoom switch 42 is formed with two switches which output each indication signal by the side of a wide angle (below the direction of WIDE, the direction of W), if one switch for amplification actuation is pushed from a neutral point and the switch section for wide angle actuation of another side will be pushed an amplification side (below the TELE side, the direction of T).

[0031] With the gestalt of this operation, the scale-factor information storage sections 72, such as ROM which memorized the data about a driving signal and a scale factor beforehand, are built in the endoscope 2 according to the endoscope of a different class with the actuator with which classes differ as shown in the table 1 and table 2 which are shown below, or image pick-up optical system. Said data are data which express the number, the display scale factor, and precision of a pulse as shown in a table 1 or a table 2.

[0032]

[A table 1]

駆動パルス数	倍率	精度
5000~ 5999	50	±30%
6000~ 6999	60	±25%
7000~ 7999	70	±20%
8000~ 8999	80	±15%
9000~ 9999	90	±10%
10000~11000	100	±5%

[A table 2]

駆動パルス数	倍率	精度
4000~ 4999	70	±35%
5000~ 5999	75	±30%
6000~ 6999	80	±25%
7000~ 7999	85	±20%
8000~ 8999	90	±15%
9000~ 9999	95	±10%
10000~11000	100	±5%

in addition, the thing in which a scale factor and precision data do not have the number of counts to 0-4999 -- the condition that this endoscope 2 has the low property top scale factor of optical system -- field progress -- it is because it becomes large, and the precision of a scale-factor display is too large and it stops making semantics [a display] since it is observable, while the distance of the objective lens system 34 and a photographic subject is 10mm - 100mm.

[0033] If the endoscope 2 which has the scale-factor information storage section 72 which memorized such data is connected to the zoom control unit 6 and the power source of the zoom control unit 6 is turned on, the data about a driving signal and a scale factor will be outputted to the zoom control unit 6 from said scale-factor information storage section 72.

[0034] Simultaneously, with the zoom control device 6, since the location of an actuator 39 is initialized, CPU which is not illustrated in said control circuit 43 outputs the control signal

which sets a zoom lens 38 as the location by the side of a wide angle most to the actuation circuit 40 as an initialization process according to the initialization program memorized by the storage section 45. And the actuation circuit 40 outputs the driving signal shown in drawing 4 (b) to an actuator 39, and sets it as the location of a wide angle most.

[0035] Here, a way person's push of a remote switch outputs the driving signal shown in drawing 4 in proportion to the pushed time amount. If the switch for amplification actuation is pushed, the actuation wave shown in drawing 4 (a) will be outputted, and if the switch for wide angle actuation is pushed, the actuation wave shown in drawing 4 (b) will be outputted.

[0036] The pulse number of these driving signals is counted in a control circuit 43. When this pulse number initializes by carrying out power-source ON, it is set to 0, if the pulse by the side of amplification is outputted, it will be counted as plus, and if the pulse by the side of a wide angle is outputted, it will be counted as minus. In addition, when this number of counts is minus, since said actuator 39 is in the maximum wide angle location, all minus sets the number of counts to 0.

[0037] And if the number of counts is in agreement with the data read from the scale-factor information storage section 72, the zoom control device 6 will transmit a scale factor and precision data to the superimposition circuit 71 in CCU4.

[0038] According to scale-factor information transmitted from said zoom control device 6, such as a scale factor and precision data, said superimposition circuit 71 amends information, such as magnitude of the organization in an endoscope image, or size, and outputs it to said video signal processing circuit 37. Said video signal processing circuit 37 compounds and displays information, such as magnitude of the organization in the endoscope image amended in said superimposition circuit 71 as shown in drawing 5, or size, on an endoscope image.

[0039] By drawing 5 (a) expressing the scale factor of the photographic subject on a monitor, since a 1mm photographic subject is 90 times, it is 90mm in magnitude, and an error is expressed as **10% on a monitor. In drawing 5 (b), the scale is displayed on a monitor. In this case, it is turned out easily what magnitude measurement of the magnitude of a photographic subject is including an error.

[0040] Consequently, it is possible to display a scale factor on accuracy by reading scale-factor information, such as data about the driving pulse and scale factor which were memorized by the scale-factor information storage section built in the endoscope 2.

[0041] Moreover, a color monitor 5 may use the large-sized color monitor 5 in a hospital plant, although the thing of fixed magnitude is used on the structure of a system in many cases. In the method of presentation shown in drawing 5 (a), the magnitude as which a photographic subject is displayed by the magnitude of a monitor also differs. Therefore, you may constitute so that the magnitude of the color monitor 5 which inputted the magnitude of a color monitor 5 by the keyboard 74 connected to CCU4 as a means to amend this, and was inputted in said superimposition circuit 71 of said CCU4 may amend scale-factor indicated value.

[0042] The input of the magnitude of a color monitor 5 inputs the magnitude of a color monitor 5 to the display of a screen like drawing 6 (a) by the ten key which said keyboard 74 does not

illustrate. Moreover, you may make it choose the magnitude of the color monitor 5 indicated on the screen, for example like drawing 6 (b) using the cursor which is not illustrated on a keyboard 74.

[0043] It is the situation of the detailed lesion section, and a means effective in getting to know a configuration by carrying out variable power, as mentioned above to use the endoscope equipment to which an endoscope image is expanded. In the diagnosis of the early cancer in large intestine inspection, change of **** opening has been information important for a diagnosis of an early cancer.

[0044] However, since there are also few experiences in the case of a beginner, even if it obtains the image from which **** opening is changing with amplification of an endoscope image, it may be troubled by decision on that spot whether the possibility of an early cancer has high it, if it does not compare with the books of for example, medicine relation etc.

[0045] Also in this case, it constitutes so that the display of the image data considered as reference by the endoscope image so that a more prompt and high diagnosis of precision can be performed on a monitor may be enabled at the image data and coincidence under current observation.

[0046] As shown in drawing 7, the video-signal output of the video signal of the endoscope image of CCU4 and the reference image storage 81 is inputted into the image-overlap unit 80, overlaps the video signal of these both sides in this image-overlap unit 80, and is outputted to a color monitor 5.

[0047] Duplication of an endoscope screen and a video signal is a switch on the control panel which carries out centralized control of the switch which is not illustrated, and which was formed, for example in the endoscope control unit, or the system etc., and when the change of whether it overlaps or not to carry out is possible and it does not overlap, on a monitor, only the endoscope image which is carrying out current observation is displayed.

[0048] The endoscope image under present observation can overlap now a reference screen and the endoscope screen under present observation on a color monitor to refer to whether it is similar to what kind of classification, as shown in drawing 8. The case where a reference screen and an endoscope observation screen are put in order and displayed in the same size on a color monitor is illustrated, and which is a reference screen and in order to distinguish, it is displayed on drawing 8 (a) as "REFERENCE." He is illustrating the case where the sizes of a reference screen and an endoscope observation screen differ, for example, is trying to display a reference screen on a small screen in drawing 8 (b). Two or more reference screens are prepared in the reference image storage 81, and are selectable in a required screen here.

[0049] Moreover, it is the signal line of the actuation switch 91 formed in the endoscope control unit 9 being connected to CCU4 through a video cable 17, and carrying out depression actuation of the actuation switch 91, and is operational in quiescence of the endoscope screen which is the function of CCU4, quiescence discharge, modulated light, profile emphasis, etc.

[0050] As shown in drawing 9, each signal line passes along the inside of a video cable 17 to switches [of each actuation switch 91 / 91a-91d] each, and it connects with CCU4. Since an

endoscope 4 is a patient circuit, CCU4 has composition insulated with the secondary circuit through the photo coupler 86, in order to secure an insulation. In addition, from the terminal of each signal line of a primary circuit, it connects with a photo coupler 86 through resistance R1 a-R1d, respectively, and connects with the input port of the control section which controls CCU4 through resistance R2 a-R2d to the secondary circuit side of a photo coupler 86 and which is not illustrated, respectively.

[0051] In recent years, multi-functionalization of an endoscope 2 progresses and the amount of information over CCU4 is increasing from the endoscope 2 in connection with the function of an endoscope increasing. For this reason, since a control signal etc. increases with the increment in amount of information, it is necessary to increase the signal pin of a video cable 17 connected to CCU4.

[0052] However, it could not connect with the old endoscope 2, but the video cable 17 had the problem that compatibility was not securable, when the signal pin was increased. Therefore, as shown in drawing 10, even if it adds a new function, it constitutes so that compatibility can be secured.

[0053] As shown in drawing 10, an endoscope 2 contains CPU92 and the actuation switch 91 formed in the control unit is connected to PIO (parallel I/O) of said CPU92. In addition, in drawing 10, four actuation switches 91a-91d are connected to PIO, for example. And SIO (serial I/O) connects with CPU97 of CCU4 through a video cable 17, and CPU92 is connected to a photo coupler 86 through switching elements 93-96 and resistance R1 a-R1d at PIO (parallel I/O) of CPU97. The information about turning on and off of the actuation switch 91 is transmitted to CCU4 by the serial communication between CPU92 and 97.

[0054] In addition, although one signal line in a video cable 17 has decreased to drawing 9, even if the number of this of the switches of the actuation switch 91 increases, since there should just be a signal line required for switch information for [three] serial communication, its signal pin of a video cable 17 increases. By the above-mentioned configuration, without increasing a signal pin, even if it adds a new function, compatibility can be secured.

[0055] Moreover, deformation implementation is variously possible for this invention in the range which is not limited only to the operation gestalt described above and does not deviate from the summary of invention.

[0056] [Additional remark]

(Additional remark term 1) Image pick-up optical system which has the migration lens moved to an insertion section point, The endoscope which has the scale-factor information storage section which memorized the scale-factor information on the driven object which said migration lens is connected and is driven with an actuator, and said image pick-up optical system, The control means which carries out actuation control of said actuator based on the scale-factor information on said image pick-up optical system which was connected to this endoscope free [attachment and detachment], and was transmitted from said scale-factor information storage means, A picture signal processing means to carry out signal processing of the image pick-up signal from said image pick-up optical system, and to display an observation image on a monitor, Endoscope

equipment characterized by providing an amendment means to amend the information for computing the size of the observation image displayed on said monitor according to the scale-factor information to which it was transmitted from said control means.

[0057] (Additional remark term 2) Said amendment means is endoscope equipment given in the additional remark term 1 characterized by amending the information for computing the size of the observation image displayed on said monitor according to the configuration of the monitor inputted by the input means.

[0058] (Additional remark term 3) Endoscope equipment characterized by to provide an external device with CPU which transmits and receives the key information by depression actuation of said actuation switch by serial communication to said CPU which connected with the endoscope which has CPU into which a signal is inputted by the actuation switch and depression actuation of this actuation switch, and this endoscope free [attachment and detachment], and was prepared in this endoscope.

[0059] (Additional remark term 4) Said external device is endoscope equipment given in the additional remark term 3 characterized by being the picture signal processor which carries out signal processing of the image pick-up signal from image pick-up equipment formed in the endoscope.

[0060]

[Effect of the Invention] As explained above, according to this invention, the scale-factor display with a high precision is possible at the time of the endoscope connection from which optical system differs. Moreover, a suitable scale-factor display is possible in inputting the magnitude of a monitor with the monitor of any magnitude.

DESCRIPTION OF DRAWINGS

[Brief Description of the Drawings]

[Drawing 1] The external view showing the whole endoscope equipment configuration of the gestalt of 1 operation of this invention

[Drawing 2] The explanatory view showing the internal configuration of the endoscope equipment of drawing 1

[Drawing 3] The explanation sectional view showing the structure of an actuator prepared in the endoscope point

[Drawing 4] The explanatory view showing the wave of a driving signal

[Drawing 5] The explanatory view showing the monitor display which showed an endoscope image and scale-factor information to monitor display

[Drawing 6] The explanatory view showing the example of a display of the setting-out screen

which sets up the size of a monitor

[Drawing 7] The explanatory view showing the image display structure of a system of endoscope equipment

[Drawing 8] The explanatory view showing the example of a display of the image display approach by the image display system of drawing 7

[Drawing 9] The circuit block diagram showing connection between the conventional endoscope and CCU

[Drawing 10] The circuit block diagram at the time of connecting an endoscope and CCU by serial communication

[Description of Notations]

- 1 -- Endoscope equipment
- 2 -- Endoscope
- 3 -- Light equipment
- 4 -- CCU
- 5 -- Color monitor
- 5A -- Monitor display (screen)
- 6 -- Zoom control unit
- 7 -- Foot switch
- 8 -- Insertion section
- 9 -- Control unit
- 13 -- Point
- 34 -- Objective lens system
- 35 -- CCD
- 37 -- Video signal processing circuit
- 38 -- Zoom lens
- 39 -- Actuator
- 40 -- Actuation circuit
- 42 -- Zoom switch
- 43 -- Control circuit
- 45 -- Storage section
- 51 -- Image display area
- 71 -- Superimposition circuit
- 72 -- Scale factor information storage section

【特許請求の範囲】

【請求項1】 挿入部先端部に、移動される移動レンズを有する撮像光学系と、前記移動レンズが連結され、アクチュエータにより駆動される被駆動体及び前記撮像光学系の倍率情報を記憶した倍率情報記憶部を有する内視鏡と、

この内視鏡に着脱自在に接続され、前記倍率情報記憶手段から送信された前記撮像光学系の倍率情報に基づいて、前記アクチュエータを駆動制御する制御手段と、前記撮像光学系からの撮像信号を信号処理してモニタ上に観察画像を表示する画像信号処理手段と、前記モニタ上に表示される観察画像のサイズを算出するための情報を前記制御手段から送信された倍率情報に従って補正する補正手段と、を具備したことを特徴とする内視鏡装置。

【請求項2】 前記補正手段は、入力手段により入力されたモニタの形状に応じて、前記モニタに表示される観察画像のサイズを算出するための情報を補正することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、アクチュエータにより挿入部先端部に設けたレンズを移動して変倍する内視鏡装置に関する。

【0002】

【従来の技術】近年、内視鏡装置は、医療分野及び工業分野で広く用いられるようになった。例えば、特開平9-322566号公報に記載の内視鏡装置では、対物レンズの一部を移動レンズにて構成し、その移動レンズをアクチュエータにより移動される被移動体に連結した構造にして、移動レンズを移動させることにより観察画像の倍率を変化させるものが提案されている。

【0003】このような構成の内視鏡装置では、1本の内視鏡により、観察画像の倍率を変倍することによってルーチン検査と精査観察とができるため便利であり、特に精査観察においては、被観察部位の組織の大きさを知ること、病変部の診断ができる等の医学的有用性がある。また、被観察部位の大きさに関する情報をモニタ上に表示することで観察画像中の被観察部位のサイズを算出でき、的確な診断が容易である。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、このような構成の内視鏡装置に用いられる内視鏡は、その用途により体腔内に挿入される挿入部先端の太さや先端部側に設けられた撮像光学系の視野角も異なるため、アクチュエータの移動量と拡大倍率とが個々の内視鏡によって異なり、アクチュエータの移動距離から換算された被観察部位の大きさの情報が正確でないという問題があった。

【0005】本発明は、上述した点に鑑みてなされたも

のであり、種類の異なるアクチュエータや撮像光学系を持つ異なる種類の内視鏡に対しても正確な被観察部位の情報を表示する内視鏡装置を提供することを目的としている。

【0006】

【課題を解決するための手段】前記目的を達成するため請求項1に記載の本発明による内視鏡装置は、挿入部先端部に、移動される移動レンズを有する撮像光学系と、前記移動レンズが連結され、アクチュエータにより駆動される被駆動体及び前記撮像光学系の倍率情報を記憶した倍率情報記憶部を有する内視鏡と、この内視鏡に着脱自在に接続され、前記倍率情報記憶手段から送信された前記撮像光学系の倍率情報に基づいて、前記アクチュエータを駆動制御する制御手段と、前記撮像光学系からの撮像信号を信号処理してモニタ上に観察画像を表示する画像信号処理手段と、前記モニタ上に表示される観察画像のサイズを算出するための情報を前記制御手段から送信された倍率情報に従って補正する補正手段と、を具備したことを特徴としている。また、請求項2に記載の本

20

30

40

【0007】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照して本発明の1実施の形態を説明する。図1ないし図10は本発明の1実施の形態に係り、図1は本発明の1実施の形態の内視鏡装置の全体構成を示す外観図、図2は図1の内視鏡装置の内部構成を示す説明図、図3は内視鏡先端部に設けたアクチュエータの構造を示す説明断面図、図4は駆動信号の波形を示す説明図であり、図4(a)は正弦波を全波整流したような駆動信号を示す波形図、図4(b)は同図(a)の波形を反転したような駆動信号を示す波形図、図5はモニタ画面に内視鏡画像及び倍率情報を示したモニタ画面を示す説明図であり、図5(a)はモニタ上に倍率と誤差とを表示した際のモニタ画面を示す説明図、図5(b)はモニタ上にスケールと誤差とを表示した際のモニタ画面を示す説明図、図6はモニタのサイズを設定する設定画面の表示例を示す説明図であり、図6(a)はキーボードの10キーによってモニタのサイズを入力する際の設定画面の表示例を示す説明図、図6(b)はキーボードのカーソルを用いてモニタのサイズを選択する際の設定画面の表示例を示す説明図、図7は内視鏡装置の画像表示システムの構成を示す説明図、図8は図7の画像表示システムによる画像表示方法の表示例を示す説明図であり、図8(a)はカラーモニタ上に参照画面と内視鏡観察画面とが同じサイズで並べて表示

される場合を示す説明図、図8(b)は参照画面と内視鏡観察画面とのサイズが異なる場合を示す説明図、図9は従来の内視鏡とCCUとの接続を示す回路ブロック図、図10は内視鏡とCCUとをシリアル通信で接続した際の回路ブロック図である。

【0008】図1及び図2に示す本発明の1実施の形態の内視鏡装置1はズーム(拡大から広角まで任意の倍率に調整できる)機能を備えたズーム式電子内視鏡(以下、単に内視鏡と略記)2と、この内視鏡2のライトガイド31に照明光を供給する光源装置3と、撮像手段に
10 対する信号処理を行うカメラコントロールユニット(CCUと略記)4と、CCU4から出力される映像信号を表示するカラーモニタ5と、拡大/広角制御(単にズーム制御とも言う)を行うズーム制御装置6と、このズーム制御装置6に接続されたフットスイッチ7とを有する。

【0009】内視鏡2は患者の体内等に挿入される細長の挿入部7と、この挿入部8の基端に設けられた操作部9と、この操作部9から一端が延出されたユニバーサルコード11を有し、このユニバーサルコード11の他端
20 に設けたコネクタ12は光源装置3に着脱自在で接続できる。挿入部8は撮像手段が内蔵された硬質の先端部13と、この先端部13の後端に設けられた湾曲自在の湾曲部14と、この湾曲部の後端に設けられた可撓性を有する可撓管部15とからなり、この湾曲部14は操作部9に設けた湾曲操作ノブ16を操作することにより、湾曲することができる。

【0010】前記コネクタ12にはビデオケーブル17の一端のコネクタ18が接続され、このビデオケーブル17の他端のコネクタ19はCCU4に着脱自在に接続
30 される。このコネクタ12にはズームケーブル20の一端が着脱自在で接続され、このズームケーブル20の他端のズームコネクタ21は接続コネクタ22を介して接続ケーブル23の一端と接続され、この接続ケーブル23の他端のコネクタ24はズーム制御装置6に着脱自在で接続される。

【0011】このズーム制御装置6にはフットスイッチ7に一端が接続された接続コード26の他端に設けたフットスイッチコネクタが着脱自在に接続される。このフットスイッチ7は拡大操作用フットスイッチ7aと、広
40 角操作用フットスイッチ7bと、速度調整スイッチ7cとが設けてある。また、例えば可撓管部15に装着されるリモコンスイッチ28が接続コード29を介してズーム制御装置6に接続され、このリモコンスイッチ28にも拡大操作用スイッチ28aと、広角操作用スイッチ28bとが設けてある。

【0012】図2に示すように内視鏡2内にはライトガイドファイバ31が挿通され、コネクタ12を光源装置3に接続することにより、光源装置3内のランプ32から
50 の照明光がライトガイドファイバ31の一端の入射端

に入射され、この照明光は伝送されて挿入部8の先端の照明レンズ33を経て出射され、患部等の被写体を照明する。この照明レンズ33が取り付けられた照明窓に隣接して設けられた観察窓(或いは撮像窓)には撮像光学系としての対物レンズ系34が設けられ、撮像素子、より具体的には固体撮像素子として例えば電荷結合素子(以下、CCDと略記)35に照明された被写体の光学像を結ぶようにして被写体像を撮像する撮像手段を形成している。

【0013】このCCD35で撮像された撮像信号はブリアンプ36で増幅された後、ビデオケーブル17を経てCCU4内のビデオ信号処理回路37に入力され、標準的な映像信号が生成され、この映像信号はモニタケーブルを介してカラーモニタ5に入力され、そのモニタ画面(表示面)上の画像表示エリア51には被写体の画像が内視鏡画像として表示される。

【0014】また、CCU4には、内視鏡画像中の組織の大きさ或いはサイズを算出する情報を画像表示エリア51に表示するためにスーパーインポーズ回路71を設けている。そして、このスーパーインポーズ回路71により算出された内視鏡画像中の組織の大きさ或いはサイズ等の情報は、前記ビデオ信号処理回路37で内視鏡画像に合成されるようになっている。

【0015】本実施の形態では、前記スーパーインポーズ回路71に前記ズーム制御装置6から送信される倍率情報に従って、内視鏡画像中の組織の大きさ或いはサイズを算出する情報を補正するように構成している。

【0016】前記対物レンズ系34は、一部の例えば凸レンズが矢印で示すように光軸方向に移動可能に配置して、変倍するズームレンズ38を設けている。このズームレンズ38は一般のいわゆるズームレンズ(変倍してもフォーカス点が変わらない)と異なり、変倍するとフォーカス点が変わる(変倍レンズである。)。また、変倍した場合、広角側では例えば被写界深度が5~100mmで、拡大側では被写界深度が2~5mmに変化する。前記先端部13にはズームレンズ38を光軸方向に移動するアクチュエータ39が設けられている。このアクチュエータ39は、ズーム制御装置6内に設けられた
駆動回路40からの駆動信号により駆動される。

【0017】図3はアクチュエータ39の具体的な構造を示す。先端部13を構成する先端部本体61の観察窓62に隣接して設けられたアクチュエータ収納部63にアクチュエータ39が収納されている。

【0018】このアクチュエータ収納部63に固定された円管(シリンダ)64内には、この内周面に嵌合する外径の円板ないしは円柱形状で、光軸と平行な円管64の軸方向に移動自在の移動体65が収納され、この移動体65の前端中央には出力軸39aが取り付けられ、この移動体65の後端面での中央の取付穴には圧電特性を有する圧電体67の前端が固定されている。

【0019】この移動体65は円管64の内周面に圧接するように外向きに弾性的に拡張する複数の脚部65aが円筒形状を形成するように設けてあり、各脚部65aの後端の凸部が円管64の内周面に圧接し、両者の間に摩擦力が働くようにしている。従って、この摩擦力より小さな力で移動体65を移動させようとする力が作用した場合には移動体65の移動は抑制され、この摩擦力より大きな力で移動体65を移動させる力が作用した場合には移動体65は摩擦力に打ち勝って移動する。本実施の形態ではこの摩擦力より大きい力を発生させるために

10 急峻に変化する波形を持つ駆動信号をアクチュエータ39に印可するインパクト型アクチュエータを採用している。

【0020】前端が移動体65に取り付けられた圧電体67には、その電極に信号線68が接続され、この信号線68はズーム制御装置6内の駆動回路40と接続され、この駆動回路40から出力される駆動信号により駆動される。

【0021】また、出力軸39aにはこのアクチュエータ39で駆動される被駆動体となる連結アーム69の一端が連結され、この連結アーム69の他端側かズームレンズ38が取り付けられた移動可能なレンズ枠70に例えば、一体的に連結されている。

【0022】そして、アクチュエータ39を駆動してその出力軸39aと共に、連結アーム69を介してズームレンズ38を取り付けた移動可能なレンズ枠70が光軸方向に移動し、広角側と拡大側とに移動設定できるようにしている。

【0023】圧電体67は例えばチタン酸バリウム、チタン酸ジルコン酸鉛、磁器等のセラミックスの圧電部材を積層してそれらに電極を設けて形成されている。駆動回路40は図4に示すような駆動信号を発生し、圧電体67は駆動信号の印加により、図3で光軸と平行な方向に機械的に伸び或いは収縮をする。この力を利用してアクチュエータ39を移動させる。

【0024】より具体的には、駆動回路40は図4

(a)に示すように正弦波を全波整流したような波形の駆動信号(第1の駆動信号とも言う)と、図4(b)に示すように、図4(a)の波形を反転したような波形の駆動信号(第2の駆動信号とも言う)とを発生する。

【0025】これらの波形は圧電体67を時間的にゆっくり伸び或いは縮ませる波形部分と、急峻に伸び或いは縮ませる波形部分とがある。例えば、第1の駆動信号が圧電体67に印加された場合には電圧の時間微分波形が不連続で反転する(この場合、圧電体67が縮む方向か

ら急に伸びる方向に変化する)部分において、移動体65は図3で右側に例えば駆動信号1周期あたり数ミクロン程度移動する。

【0026】この移動体65の移動によりアクチュエータ39も図3で右側に移動され、このアクチュエータ39の移動と共に、ズームレンズ38も右側に移動して、この場合には対物レンズ系34は移動前より拡大するレンズ状態になる。

【0027】一方、第2の駆動信号が圧電体67に印加された場合にはアクチュエータ39は図3で左側に移動され、このアクチュエータ39の移動と共に、ズームレンズ38も左側に移動して、この場合には対物レンズ系34は広角側のレンズ状態になる。

【0028】そして、図4(a)或いは(b)の駆動信号における1周期分で微小距離を移動させ、この駆動信号の1周期を単位としてその駆動信号数を所定数とすることにより所定の移動距離づつステップ移動するようになっている。

【0029】また、図1及び図2に示すように前記操作部9にはアクチュエータ操作スイッチとしてのズームスイッチ42が設けてある。図2に示すようにこのズームスイッチ42の出力信号はズーム制御装置6内に設けられた制御回路43に入力される。また、フットスイッチ7の操作によるその出力信号(スイッチ信号)もズーム制御装置6内の制御回路43に入力される。またリモコンスイッチ28のスイッチ信号も制御回路43に入力される。これらズームスイッチ42と、フットスイッチ7及びリモコンスイッチ28はズーム制御装置6にケーブル等で接続されて離間した位置に設けられたリモートスイッチを形成している。

【0030】前記ズームスイッチ42は、中立点から一方の拡大操作スイッチを押すと拡大側(TELE側以下、T方向)他方の広角操作スイッチ部を押すと広角側(WIDE方向以下、W方向)の各指示信号を出力する2つのスイッチで形成されている。

【0031】本実施の形態では、以下に示す表1や表2に示すように種類の異なるアクチュエータや撮像光学系を持つ異なる種類の内視鏡に応じて、予め駆動信号と倍率に関するデータを記憶したROM等の倍率情報記憶部72を内視鏡2に内蔵している。前記データは、例えば表1や表2に示すようにパルスの数と表示倍率及び精度を表すデータとなっている。

【0032】

【表1】

10

20

30

40

駆動パルス数	倍率	精度
5000~ 5999	50	±30%
6000~ 6999	60	±25%
7000~ 7999	70	±20%
8000~ 8999	80	±15%
9000~ 9999	90	±10%
10000~11000	100	±5%

【表2】

駆動パルス数	倍率	精度
4000~ 4999	70	±35%
5000~ 5999	75	±30%
6000~ 6999	80	±25%
7000~ 7999	85	±20%
8000~ 8999	90	±15%
9000~ 9999	95	±10%
10000~11000	100	±5%

尚、カウント数が0~4999まで倍率、精度データが無いのは、この内視鏡2は光学系の特性上倍率が低い状態では、被写界進度広くなり対物レンズ系34と被写体との距離が例えば10mm~100mmの間で観察が可能であるため倍率表示の精度が大きすぎ表示が意味をなさなくなるためである。

【0033】このようなデータを記憶した倍率情報記憶部72を有する内視鏡2をズーム制御装置6に接続してズーム制御装置6の電源をオンすると、前記倍率情報記憶部72から駆動信号と倍率に関するデータがズーム制御装置6に出力されるようになっている。

【0034】同時にズーム制御装置6では、アクチュエータ39の位置を初期化するために、前記制御回路43内の図示しないCPUが記憶部45に記憶された初期設定プログラムに従った初期設定処理として、駆動回路40に対して、ズームレンズ38を最も広角側の位置に設定する制御信号を出力する。そして、駆動回路40は図4(b)に示す駆動信号をアクチュエータ39に出力して最も広角の位置に設定する。

【0035】ここで、術者がリモートスイッチを押すと、その押した時間に比例して図4に示した駆動信号が出力される。拡大操作スイッチを押すと図4(a)に示す駆動波形が出力され、広角操作スイッチを押すと図4(b)に示す駆動波形が出力される。

【0036】これら駆動信号のパルス数は、制御回路43でカウントされる。このパルス数は電源オンして初期化を行った時点で0とし、拡大側のパルスを出力するとプラスとしてカウントし、広角側のパルスを出力するとマイナスとしてカウントするようになっている。尚、このカウント数がマイナスの場合には、前記アクチュエータ39が最広角位置にあるためにマイナスは全てカウント数を0とする。

【0037】そして、カウント数が倍率情報記憶部72

から読み込んだデータと一致するとズーム制御装置6は、CCU4内のスーパーインポーズ回路71に倍率、精度データを送信する。

【0038】前記スーパーインポーズ回路71は、前記ズーム制御装置6から送信された倍率、精度データ等の倍率情報に従って、内視鏡画像中の組織の大きさ或いはサイズ等の情報を補正し、前記ビデオ信号処理回路37に出力する。前記ビデオ信号処理回路37は、図5に示すように前記スーパーインポーズ回路71で補正された内視鏡画像中の組織の大きさ或いはサイズ等の情報を内視鏡画像に合成して表示する。

【0039】図5(a)はモニタ上での被写体の倍率を表し例えば、1mmの被写体は90倍なので90mmの大きさでかつ誤差が±10%にてモニタ上に表示される。図5(b)では、モニタ上にスケールを表示している。この場合、被写体の大きさの測定が誤差を含めてどれくらいの大きさであるかが容易に分かる。

【0040】この結果、内視鏡2に内蔵されている倍率情報記憶部に記憶された駆動パルス、倍率に関するデータ等の倍率情報を読み込むことで、倍率の表示を正確に実施することが可能である。

【0041】また、カラーモニタ5は、システムの構成上一定の大きさのものが使われるケースが多いが病院施設においては大型のカラーモニタ5を使用する場合がある。図5(a)に示す表示方法では、モニタの大きさにより被写体が表示される大きさも異なる。そのため、これを補正する手段としてCCU4に接続されているキーボード74にてカラーモニタ5の大きさを入力し、前記CCU4の前記スーパーインポーズ回路71で入力されたカラーモニタ5の大きさによって倍率表示値の補正を行うように構成しても良い。

【0042】カラーモニタ5の大きさの入力は、例えば図6(a)のような画面の表示に対して、前記キーボー

ド74の図示しない10キーによってカラーモニタ5の大きさを入力する。また、例えば図6(b)のように画面上に記載されたカラーモニタ5の大きさをキーボード74上の図示しないカーソルを用いて選択するようにしても良い。

【0043】上述したように変倍することによって内視鏡画像を拡大する内視鏡装置を用いることは、詳細な病変部の様子や、形状を知るには有効な手段である。大腸検査における早期癌の診断においては、腺管開口部の変化が早期癌の診断に重要な情報となっている。

【0044】しかしながら、初心者の場合には経験も少ないため、内視鏡画像の拡大により腺管開口部が変化している画像を得たとしても、それが早期癌の可能性が高いかどうかは例えば医学関連の書籍などと比較しないとその場で判断に困る場合がある。

【0045】このような場合においても、より速やかに且つ精度の高い診断が行えるように内視鏡画像で参考とする画像データを現在観察中の画像データと同時にモニタ上に表示可能とするように構成する。

【0046】図7に示すように、CCU4の内視鏡画像の映像信号と参照画像記憶装置81の映像信号出力は、画像重複ユニット80に入力され、この画像重複ユニット80でこれら双方の映像信号を重複しカラーモニタ5に出力するようになっている。

【0047】内視鏡画面と映像信号の重複は、図示しない例えば内視鏡操作部に設けられたスイッチやシステムを集中制御する操作パネル上のスイッチなどで、重複するかしないかの切換えが可能であり重複しない場合には、モニタ上には現在観察している内視鏡画像のみが表示されるようになっている。

【0048】現在観察中の内視鏡画像は、どのような分類と類似であるかを参照したい場合、図8に示すようにカラーモニタ上に参照画面と現在観察中の内視鏡画面を重複することができるようになっている。図8(a)には、カラーモニタ上に参照画面と内視鏡観察画面が同じサイズで並べて表示される場合を図示しており、参照画面がどちらであるか区別するため「REFERENCE」と表示している。図8(b)では参照画面と内視鏡観察画面とのサイズが異なる場合を図示しており例えば、参照画面を小さい画面に表示するようにしている。ここで参照画面は、参照画像記憶装置81内に複数枚設けられており必要な画面を選択可能となっている。

【0049】また、内視鏡操作部9に設けられた操作スイッチ91の信号線は、ビデオケーブル17を介してCCU4に接続され、操作スイッチ91を押下操作することで、CCU4の機能である内視鏡画面の静止、静止解除、調光、輪郭強調、などが操作可能である。

【0050】図9に示されるように各操作スイッチ91のスイッチ91a~91dの各々に対してビデオケーブル17内をそれぞれの信号線が通り、CCU4に接続さ

れる。内視鏡4が患者回路であるので、CCU4は絶縁を確保するためにフォトカブラ86を介し2次回路と絶縁された構成となっている。尚、1次回路の各信号線の端子からは抵抗R1a~R1dを介してフォトカブラ86にそれぞれ接続され、フォトカブラ86の2次回路側には抵抗R2a~R2dを介してCCU4の制御を行う図示しない制御部の入力ポートにそれぞれ接続されるようになっている。

【0051】近年、内視鏡2の多機能化が進み、内視鏡の機能が增加するのに伴って内視鏡2からCCU4に対する情報量が増えている。このため、情報量の増加に伴って制御信号等が増えるので、CCU4に接続されるビデオケーブル17の信号ピンを増やす必要がある。

【0052】しかしながら、ビデオケーブル17は信号ピンを増やすと、これまでの内視鏡2と接続できず、互換性が確保できないという問題があった。そのため、図10に示すように新機能を追加しても互換性を確保できるように構成する。

【0053】図10に示すように内視鏡2はCPU92を内蔵し、操作部に設けられた操作スイッチ91は、前記CPU92のPIO(パラレルI/O)に接続される。尚、図10では、例えば4つの操作スイッチ91a~91dがPIOに接続されている。そして、CPU92は、SIO(シリアルI/O)によってビデオケーブル17を介しCCU4のCPU97と接続され、CPU97のPIO(パラレルI/O)には、スイッチング素子93~96、抵抗R1a~R1dを介してフォトカブラ86に接続されるようになっている。操作スイッチ91のオンオフに関する情報は、CPU92、97間のシリアル通信によってCCU4に転送されるようになっている。

【0054】尚、図9に対してビデオケーブル17内の信号線は1本少なくなっているが、これは操作スイッチ91のスイッチの数が増えても、スイッチ情報に必要な信号線はシリアル通信用の3本あればよいので、ビデオケーブル17の信号ピンが増えないようになっている。上記構成により、信号ピンを増やすことなく、新機能を追加しても互換性を確保できるようになっている。

【0055】また、本発明は、以上述べた実施形態のみに限定されるものではなく、発明の要旨を逸脱しない範囲で種々変形実施可能である。

【0056】【付記】

(付記項1) 挿入部先端部に、移動される移動レンズを有する撮像光学系と、前記移動レンズが連結され、アクチュエータにより駆動される被駆動体及び前記撮像光学系の倍率情報を記憶した倍率情報記憶部を有する内視鏡と、この内視鏡に着脱自在に接続され、前記倍率情報記憶手段から送信された前記撮像光学系の倍率情報に基づいて、前記アクチュエータを駆動制御する制御手段と、前記撮像光学系からの撮像信号を信号処理してモニ

タ上に観察画像を表示する画像信号処理手段と、前記モニタ上に表示される観察画像のサイズを算出するための情報を前記制御手段から送信された倍率情報に従って補正する補正手段と、を具備したことを特徴とする内視鏡装置。

【0057】（付記項2） 前記補正手段は、入力手段により入力されたモニタの形状に応じて、前記モニタに表示される観察画像のサイズを算出するための情報を補正することを特徴とする付記項1に記載の内視鏡装置。

【0058】（付記項3） 操作スイッチ及びこの操作スイッチの押下操作により信号が入力されるCPUを有する内視鏡と、この内視鏡に着脱自在に接続され、この内視鏡に設けた前記CPUに対して前記操作スイッチの押下操作によるキー情報をシリアル通信で送受信するCPUを有した外部装置と、を具備したことを特徴とする内視鏡装置。

【0059】（付記項4） 前記外部装置は、内視鏡に設けた撮像装置からの撮像信号を信号処理する画像信号処理装置であることを特徴とする付記項3に記載の内視鏡装置。

【0060】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、光学系の異なる内視鏡接続時においても精度の高い倍率表示が可能である。また、どのような大きさのモニタによってもモニタの大きさを入力することで、適切な倍率表示が可能である。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の1実施の形態の内視鏡装置の全体構成を示す外観図

【図2】図1の内視鏡装置の内部構成を示す説明図

【図3】内視鏡先端部に設けたアクチュエータの構造を示す説明断面図

【図4】駆動信号の波形を示す説明図

【図5】モニタ画面に内視鏡画像及び倍率情報を示したモニタ画面を示す説明図

10

20

30

*

*【図6】モニタのサイズを設定する設定画面の表示例を示す説明図

【図7】内視鏡装置の画像表示システムの構成を示す説明図

【図8】図7の画像表示システムによる画像表示方法の表示例を示す説明図

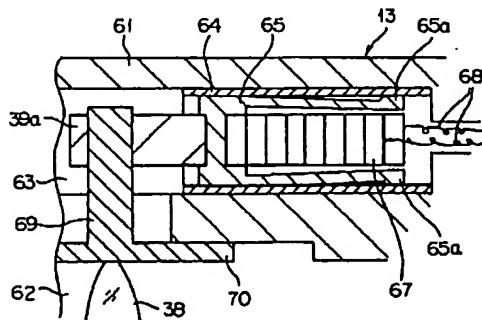
【図9】従来の内視鏡とCCUとの接続を示す回路ブロック図

【図10】内視鏡とCCUとをシリアル通信で接続した際の回路ブロック図

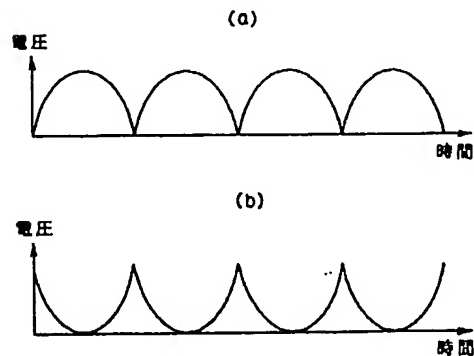
【符号の説明】

- 1…内視鏡装置
- 2…内視鏡
- 3…光源装置
- 4…CCU
- 5…カラーモニタ
- 5A…モニタ画面（表示面）
- 6…ズーム制御装置
- 7…フットスイッチ
- 8…挿入部
- 9…操作部
- 13…先端部
- 34…対物レンズ系
- 35…CCD
- 37…ビデオ信号処理回路
- 38…ズームレンズ
- 39…アクチュエータ
- 40…駆動回路
- 42…ズームスイッチ
- 43…制御回路
- 45…記憶部
- 51…画像表示エリア
- 71…スーパーインポーズ回路
- 72…倍率情報記憶部

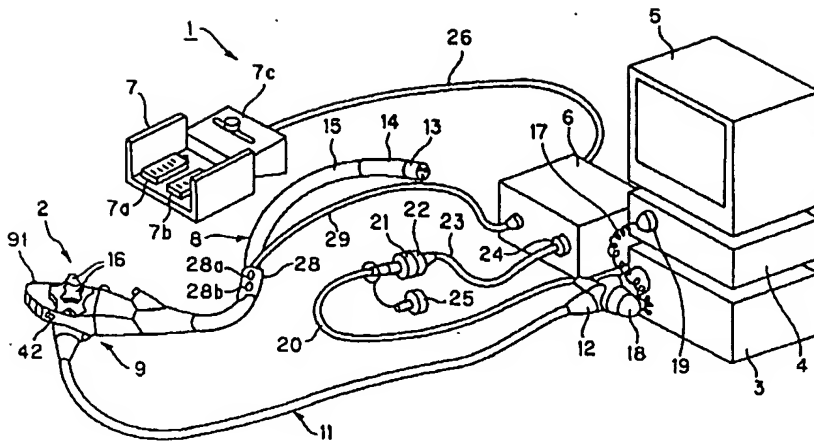
【図3】



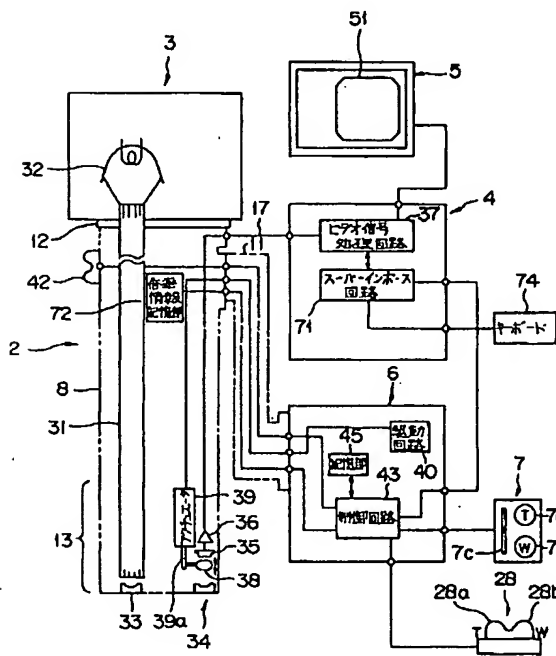
【図4】



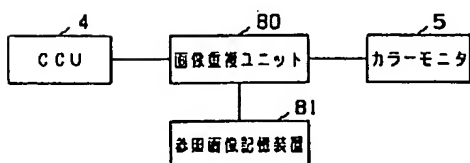
【図1】



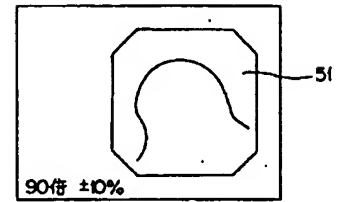
【図2】



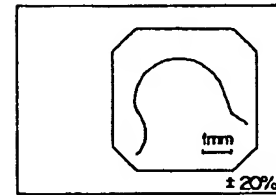
【図7】



【図5】

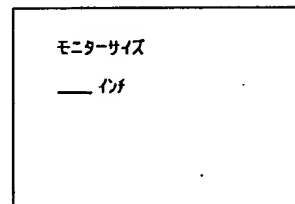


(a)

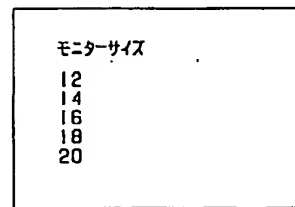


(b)

【図6】

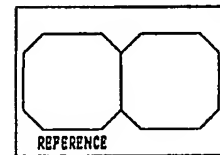


(a)

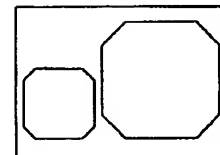


(b)

【図8】

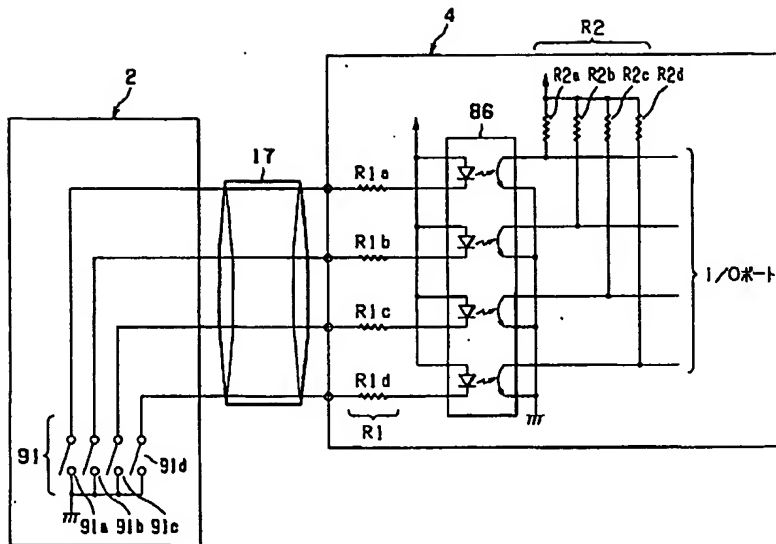


(a)

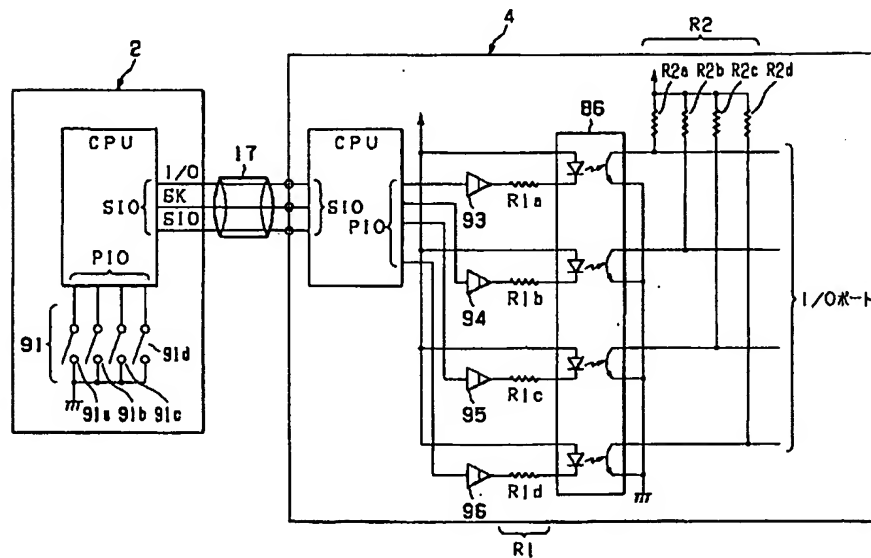


(b)

【図9】



【図10】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.
H04N 7/18

識別記号

F I
H04N 7/18

テーマコード(参考)

M

F ターム(参考) 2H040 BA03 CA23 DA43 GA02 GA10
GA11 GA12
4C061 AA00 AA29 BB02 CC06 DD03
FF40 JJ18 LL02 NN01 NN05
NN09 PP12 RR06 RR17 RR25
TT12 WW03 WW10 YY14
SC054 CC07 CF05 EH01 FA01 FB03
FE12 FE14 HA12